PASJ2017 WEP134

遅い取り出しビームの光学パラメータの最適化とその検証

VERIFICATION AND OPTIMIZATION OF THE OPTICAL PARAMETERS FOR SLOW EXTRACTED BEAM

皿谷有一^{#, A)}, 竹下英里^{B)}, 古川卓司^{A)}, 原洋介^{A)}, 水島康太^{A)}, 早乙女直也^{A)}, 丹正亮平^{A)}, 白井敏之^{A)}, 野田耕司^{A)}

Yuichi Saraya^{#, A)}, Eri Takeshita^{B)}, Takuji Furukawa^{A)}, Yousuke Hara^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Naoya Saotome^{A)}, Ryohei Tansho^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Koji Noda^{A)}

^{A)} National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology

^{B)} Kanagawa Cancer Center Hospital

Abstract

Control of the beam size and position for three-dimensional pencil-beam scanning is important. We have developed a simple procedure for the optimization of the optical parameters and the beam alignment. Verification of the beam optics is performed by the measured beam size and variation of the beam positon along the beam transfer line. Optimization of the beam optics is performed with the measured optical parameters at the extraction point. After the optimization, beamline tuning is performed with steering magnet and fluorescent screen. The misalignment between the beam position and reference axis in the treatment room is checked by the verification system, which consists of the screen monitor and an acrylic phantom. If the beam position is deviated from the reference axis, two pairs of steering magnets that are placed downstream of the beam transport line will correct the beam. These adjustments are iterated until the deviations for 11 energies of the beam are within 0.5 mm of the reference axis. To indicate the success of our procedure, we performed experiment at the Kanagawa Cancer Center using our procedure.

1. 背景

重粒子線治療は、線量集中性と生物学的効果に優れ ており、三次元スキャニング照射法はこのような物理的優 位性を活かした理想的な照射技術である[1]。三次元ス キャニング照射法では、ビームが通過する物質量が少な く、散乱によるビームサイズの広がりが少ない。そのため 複雑な線量分布を高精度に腫瘍に与えることができる。

このような三次元スキャニング照射法では、ビームサイ ズやビームの位置を高精度に制御することが重要であり、 輸送ラインの光学系の最適化やビームの位置を治療の 基準位置に合わせることが必要である。光学系の最適化 は、出射点での光学パラメータの設計値に基づき行われ るが、これには計算とのずれがある。そのため我々は、 輸 送ライン上に設置された蛍光膜と CCD カメラで測定した ビームサイズとビーム位置の変動量から、出射点の光学 パラメータの検証と最適化を行う方法を開発し、神奈川 県立がんセンターの炭素線治療装置において実験を 行った。

神奈川県立がんセンターには、放射線医学総合研究 所での研究開発を基に設計開発された普及型小型炭素 線治療装置が 2015 年に建設され、同年 12 月より治療 が開始されている。

2. 最適化手法

Figure 1 に神奈川県立がんセンターの加速器システム のレイアウトを示す。加速器システムは入射器、シンクロト ロン、高エネルギービーム輸送系で構成される。治療中 のビーム飛程の調整は、可変エネルギー運転とレンジシ フタ(RSF)を組み合わせて行う。可変エネルギー運転で は11種類のビームエネルギー(430,400,380,350,320, 290,260,230,200,170, and 140 MeV/u)をシンクロトロン から治療室に供給できる[2]。輸送ラインの最下流にはレ ンジシフターと呼ばれるアクリルプレートが設置されてお り、厚みを変えることでビーム飛程を細かく調整できる。 輸送ライン上には、ビームプロファイル測定のため、蛍光 膜と CCD カメラで構成されるスクリーンモニター(SCN)が 26 台設置されている[3,4]。



Figure 1: Layout of the accelerator system at the Kanagawa Cancer Center.

Figure 2 に開発した最適化手法のフローチャートを示 す。これまでは、シンクロトロンから出射されるビームのエ ネルギーを変更し、輸送ラインのビーム位置のずれから

[#] saraya.yuichi@qst.go.jp

分散関数の検証を行っていたが、精度が悪かった。分散 関数の検証精度の低さにより、ツイスパラメータを高精度 に検証することができなかった。本手法では、出射点で の分散関数のずれをあらかじめ仮定したオプティクスを 複数用意し、出射中のビーム位置の変動が最も小さくな る条件を探索することで、分散関数の検証を行う。出射 中のビーム位置は、(1)式のようにビームの運動量の変 動と出射点でのビームの角度の変動(Δθ)に依存する。 そのため本手法では、まず出射角の変動に依存しない ような位相の条件の探索を行い、その後分散関数の検 証を行う。

$$\Delta x = D(s)\frac{\Delta p}{p} + \Delta\theta \sqrt{\beta_0 \beta_s} \sin(\Delta\mu) \tag{1}$$

このような確認を行った後に、複数の SCN で測定した ビームサイズから、出射点におけるツイスパラメータとエ ミッタンスの検証を行う。



Figure 2: Flow chart of verification and optimization of beam optics.

光学パラメータの最適化が行われた後に、治療室の 基準点とビームの位置のずれの検証を行う。ビーム位置 のずれは、治療室内に設置された測定システムにより行 われる。この測定システムは SUS 球(Φ=2.0 mm)が埋め 込まれたアクリルファントムと、その下流に設置された SCN で構成される[5]。SUS 球をビームが通過すると、散 乱角の違いから、SUS 球周辺のフルエンスが小さくなる ため、下流のスクリーンモニターで測定したビームプロ ファイルに SUS 球の影ができる[6, 7]。その影の重心位 置を鉄球の位置として、ビーム位置との差を求める。

このようなビーム位置の補正に関しても、補正方法の 定式化と自動化を行うことで調整時間の短縮化を行った。 これまでは、運転員が SCN でのビームの位置を確認し ながら、治療室の基準点と輸送ライン上の SCN のずれを 手動で調整していた。治療に使用するビームのエネル ギー毎に、このような調整を行う必要があり、長い調整時 間を要する場合があった。本手法では治療室でのビー ム位置のずれから、輸送ライン上のSCNでのビーム位置 のずれを求め、補正のためのステアリング電磁石の電流 値を計算し、補正後の電流パターンをセットすることで ビーム位置のアライメントを行う手法を開発した。

3. 結果

3.1 光学パラメータの最適化

Figure 3 に輸送行列と分散関数の検証を行った結果 を示す。Figure 3(a)は輸送行列の検証を行った結果であ り、静電デフレクター(ESD)の偏向角を 0.1 mrad ずらした 場合のビーム位置のずれの測定値と計算結果である。こ れにより、四極電磁石の磁場勾配を電流に変換する際 の変換係数や、各機器の距離などが計算と合っているこ とが確認された。また、x-y結合などがないことも確認され た。Figure 3(b)は、分散関数の検証前後の出射中のビー ム位置の変動を示している。1台のモニターで測定した ビーム位置の変動から条件の探索を行っている。このよ うな探索を複数のエネルギーで行い、分散関数の設計 値からのずれな検証した。低いエネルギーでは設計値 からのずれは小さかったが、高いエネルギーでは1m程 度のずれが見られた。



Figure 3: Verification of the transport matrix(a) and dispersion function(b).

Figure 4 に出射点でのツイスパラメータとエミッタンスの検証を行った結果を示す。Figure 4(a) は、ESDから治療室 2 の垂直コースまでのビームサイズの計算値と測定値を示している。Figure 4(b) は、ESD から治療室 3 の垂直コースまでのビームサイズの計算値と測定値を示して

PASJ2017 WEP134

いる。青線が設計上のツイスパラメータで計算された ビームサイズである。赤線は、測定したビームサイズから フィッティングを行い、求めたツイスパラメータとエミッタン スで計算されたビームサイズを示している。設計値を使 用した条件より、どちらのオプティクスにおいても測定値 とのずれが小さくなっている。



Figure 4: Verification of the twiss parameter and emittance.

3.2 ビーム位置のアライメント

Figure 5 に本手法適用前後のビームプロファイルを示 す。Figure 5(a)は補正前のビームプロファイルであり、 Figure 5(b) が補正後のビームプロファイルである。 Figure 5(a)では球の影とビームの位置がずれているが、 補正によりビームの中心と、球の影が合っていることがわ かる。



Figure 5: Beam spot image before (a) and after (b) beamline tuning.

Figure 6 に治療室 2 の水平コースのエネルギー毎の測 定結果を示す。黒丸は補正前のビーム位置のずれを表 しており、赤丸は補正後のビーム位置のずれを表してい る。本調整によりビーム位置のずれが小さくなっているこ とがわかる。また、補正後の差は全エネルギーで±0.5 mm 以内になっている。



Figure 6: Measurement results of the beam misalignment. Horizontal (a) and vertical (b) misalignments at 2HC before correction (open circles) and after correction (filled circles).

4. まとめ

本研究で開発した手法を、神奈川県立がんセンター の高エネルギービーム輸送ラインに適用し、輸送ライン のオプティクスの検証と最適化、ビーム位置のアライメン トを行った。手法を適用した結果、計算されたビームサイ ズが測定と良く合っていることを確認した。また、アイソセ ンターでのビーム位置を全てのエネルギーで±0.5 mm 以内に収めることができた。

参考文献

- [1] T. Furukawa et al., Phys. Med. Biol. 34, 1185 (2007).
- [2] Y. Iwata et al., Nucl. Instr. Meth. A624, 33 (2010).
- [3] N. Saotome *et al.*, in Proceedings of PAC09, Vancouver, BC, Canada, 2009.
- [4] E. Takeshita *et al.*, in Proceedings of IPAC'10, Kyoto, Japan, 2010.
- [5] K. Mizushima et al., J. Korean Phys. Soc. 63 1437 (2013).
- [6] J. Barkhof *et al.*, Med. Phys. 26, 2429-2437 (1999).
- [7] G. Ciangaru et al., JACMP. 8(4), 65-75 (2007).